

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開 2003-210422

(P 2003-210422 A)

(43) 公開日 平成15年7月29日 (2003. 7. 29)

(51) Int. Cl. 7

識別記号

F I

テ-マコ-ト* (参考)

A 6 1 B 5/02
5/0245

A 6 1 B 5/02

A 4C017

3 1 0 J

審査請求

有

請求項の数 4

O L

(全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2002-9612 (P2002-9612)

(22) 出願日 平成14年1月18日 (2002. 1. 18)

(71) 出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72) 発明者 小椋 敏彦

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株
式会社内

(72) 発明者 成松 清幸

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株
式会社内

(74) 代理人 100085361

弁理士 池田 治幸

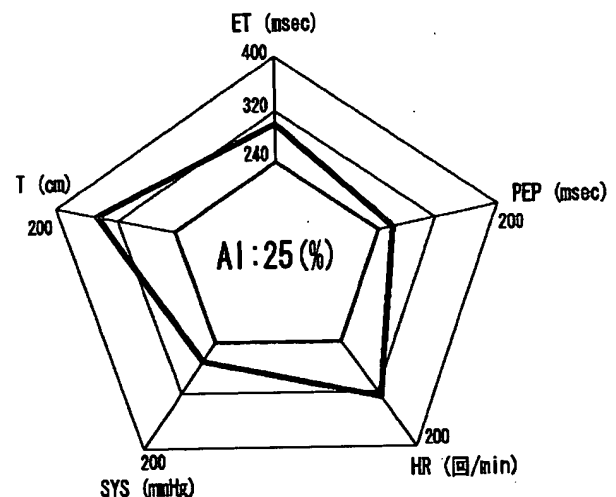
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動脈硬化検査装置

(57) 【要約】

【目的】 振幅増加指数に基づいて高い精度で動脈硬化の診断を行うことができる動脈硬化検査装置を提供する。

【解決手段】 振幅増加指数AIを算出するとともに、脈波の形状の変化に関連する波形関連情報（身長T、心拍数HR、駆出時間ET、前駆出時間PEP、最高血圧値BP_{SYS}）を決定し、振幅増加指数AIを表示している表示器に、それらの波形関連情報をグラフ（レーダーチャート）表示する。振幅増加指数AIは、脈波の形状から算出されるので上記波形関連情報の影響も受けるが、振幅増加指数AIが表示されている表示器に上記波形関連情報が表示されると、その波形関連情報を考慮して振幅増加指数AIの大きさを判断することができるので、振幅増加指数AIに基づく動脈硬化の検査精度が向上する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体の所定の部位における脈波を検出する脈波検出装置と、

該脈波検出装置によって検出される脈波に基づいて、脈波の進行波成分に対する該脈波の反射波成分の割合を表す振幅増加指数を算出する振幅増加指数算出手段とを備え、

該振幅増加指数算出手段により算出された振幅増加指数に基づいて動脈硬化を検査するための動脈硬化検査装置であって、

前記脈波検出装置により検出される脈波の形状の変化に関連する波形関連情報を決定する波形関連情報決定手段と、

表示器と、

前記振幅増加指数算出手段により算出された振幅増加指数を該表示器に表示する振幅増加指数表示手段と、

前記波形関連情報決定手段により決定された波形関連情報を、前記振幅増加指数が表示されている前記表示器に表示する波形関連情報表示手段とを含むことを特徴とする動脈硬化検査装置。

【請求項 2】 前記波形関連情報決定手段は、複数種類の波形関連情報を決定するものであり、

前記波形関連情報表示手段は、前記波形関連情報決定手段により決定された複数種類の波形関連情報を、前記振幅増加指数が表示されている前記表示器に表示するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の動脈硬化検査装置。

【請求項 3】 前記波形関連情報表示手段は、前記波形関連情報決定手段により決定された複数種類の波形関連情報を、前記振幅増加指数が表示されている前記表示器に多次元グラフ表示するものであることを特徴とする請求項 2 に記載の動脈硬化検査装置。

【請求項 4】 生体の所定の部位における脈波を検出する脈波検出装置と、

該脈波検出装置によって検出される脈波に基づいて、脈波の進行波成分に対する該脈波の反射波成分の割合を表す振幅増加指数を算出する振幅増加指数算出手段とを備え、

該振幅増加指数算出手段により算出された振幅増加指数に基づいて動脈硬化を検査するための動脈硬化検査装置であって、

前記脈波検出装置により検出される脈波の形状の変化に関連する波形関連情報を決定する波形関連情報決定手段と、

該波形関連情報決定手段により実際に決定された波形関連情報に基づいて、前記振幅増加指数を、該波形関連情報が予め定められた標準値であるとした場合に算出される値に補正した補正振幅増加指数を決定する補正振幅増加指数決定手段とを含むことを特徴とする動脈硬化検査装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は、振幅増加指数に基づいて動脈硬化を評価する動脈硬化検査装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 血管を伝播する脈波は、血管の分岐やテーパーなどで反射するので、検出される脈波の形状は、心臓から血液が駆出される際に生じ末梢方向へ向かう進行波と、その反射波との合成によって決まる。振幅増加指数は、一般的には AI (=Augmentation Index) として知られており、脈波の進行波成分に対する反射波成分の割合を表したものである。振幅増加指数は、通常は、反射波成分のピーク発生時における検出脈波の大きさから進行波成分のピーク発生時における検出脈波の大きさを引いた差分値を、検出脈波の脈圧で割った値の百分率として求められる。

【0003】 動脈硬化が進行すると反射波成分の割合が大きくなることから、振幅増加指数が大きくなる。従って、振幅増加指数は動脈硬化を評価する指標として期待されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 前述のように、振幅増加指数は脈波の形状から算出するのであるが、脈波の形状は、動脈硬化の影響だけでなく、血圧等種々の因子の影響を受ける。そのため、従来の方法で算出される振幅増加指数はばらつきや変動が大きく、いまのところ振幅増加指数のみを用いて動脈硬化を評価することは困難であるとされている。

【0005】 本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、振幅増加指数に基づいて高い精度で動脈硬化の診断を行うことができる動脈硬化検査装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための第 1 の手段】 前記目的を達成するための第 1 発明は、(a) 生体の所定の部位における脈波を検出する脈波検出装置と、(b) その脈波検出装置によって検出される脈波に基づいて、脈波の進行波成分に対するその脈波の反射波成分の割合を表す振幅増加指数を算出する振幅増加指数算出手段とを備え、その振幅増加指数算出手段により算出された振幅増加指数に基づいて動脈硬化を検査するための動脈硬化検査装置であって、(c) 前記脈波検出装置により検出される脈波の形状の変化に関連する波形関連情報を決定する波形関連情報決定手段と、(d) 表示器と、(e) 前記振幅増加指数算出手段により算出された振幅増加指数をその表示器に表示する振幅増加指数表示手段と、(f) 前記波形関連情報決定手段により決定された波形関連情報を、前記振幅増加指数が表示されている前記表示器に表示する波形関連情報表示手段とを含むことを特徴とする。

【0007】

【第1発明の効果】この発明によれば、波形関連情報決定手段により、脈波の形状の変化に関連する波形関連情報が決定され、波形関連情報表示手段により、振幅増加指数が表示されている表示器にその波形関連情報が表示されるので、振幅増加指数から動脈硬化を検査する際に、波形関連情報を考慮して振幅増加指数の大きさを判断することができるので、振幅増加指数に基づく動脈硬化の診断精度が向上する。

【0008】

【第1発明の他の態様】ここで、好ましくは、前記波形関連情報決定手段は、複数種類の波形関連情報を決定するものであり、前記波形関連情報表示手段は、前記波形関連情報決定手段により決定された複数種類の波形関連情報を、前記振幅増加指数が表示されている前記表示器に表示するものである。このようにすれば、表示器に、振幅増加指数と複数種類の波形関連情報が同時に表示されることから、それら複数種類の波形関連情報を考慮して振幅増加指数の大きさを判断することができるので、振幅増加指数に基づく動脈硬化の検査精度が一層向上する。

【0009】また、好ましくは、前記波形関連情報表示手段は、前記波形関連情報決定手段により決定された複数種類の波形関連情報を、前記振幅増加指数が表示されている前記表示器に多次元グラフ表示するものである。このようにすれば、複数の波形関連情報が一度に容易に認識できる利点がある。

【0010】

【課題を解決するための第2の手段】前記目的を達成するための第2発明は、(a)生体の所定の部位における脈波を検出する脈波検出装置と、(b)その脈波検出装置によって検出される脈波に基づいて、脈波の進行波成分に対するその脈波の反射波成分の割合を表す振幅増加指数を算出する振幅増加指数算出手段とを備え、その振幅増加指数算出手段により算出された振幅増加指数に基づいて動脈硬化を検査するための動脈硬化検査装置であって、(c)前記脈波検出装置により検出される脈波の形状の変化に関連する波形関連情報を決定する波形関連情報決定手段と、(d)その波形関連情報決定手段により実際に決定された波形関連情報に基づいて、前記振幅増加指数を、その波形関連情報が予め定められた標準値であるとした場合に算出される値に補正した補正振幅増加指数を決定する補正振幅増加指数決定手段とを含むことを特徴とする。

【0011】

【第2発明の効果】この発明によれば、波形関連情報決定手段により、振幅増加指数に影響を与える脈波の形状に関連する波形関連情報が決定され、補正振幅増加指数決定手段により、その波形関連情報が予め定められた標準値であるとした場合に算出される振幅増加指数となる

ように、振幅増加指数が補正されて補正振幅増加指数が決定されるので、補正振幅増加指数は波形関連情報の変動の影響が除かれた値となる。従って、その補正振幅増加指数から動脈硬化を検査すれば、動脈硬化の検査精度が向上する。

【0012】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面に基いて詳細に説明する。図1は、本発明が適用された動脈硬化検査装置10の回路構成を示すブロック図である。

【0013】図1において、カフ12はゴム製袋を布製帯状袋内に有し、上腕部14に巻回される。カフ12には、圧力センサ16、調圧弁18が配管20を介してそれぞれ接続されている。また、調圧弁18には、配管22を介して空気ポンプ24が接続されている。調圧弁18は、空気ポンプ24により発生させられた圧力の高い空気を、その空気の圧力を調圧してカフ12内へ供給し、或いは、カフ12内の空気を排気することによりカフ12内の圧力を調圧する。

【0014】圧力センサ16は、カフ12内の圧力を検出してその圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路26および脈波弁別回路28にそれぞれ供給する。静圧弁別回路26はローパスフィルタを備えており、圧力信号SPに含まれる定常的な圧力すなわちカフ12の圧迫圧力（以下、この圧力をカフ圧PCという）を表すカフ圧信号SCを弁別してそのカフ圧信号SCを図示しないA/D変換器を介して電子制御装置32へ供給する。脈波弁別回路28はバンドパスフィルタを備えており、圧力信号SPの振動成分であるカフ脈波信号SM1を弁別してそのカフ脈波信号SM1を図示しないA/D変換器を介して電子制御装置32へ供給する。このカフ脈波信号SM1は、カフ12により圧迫される図示しない上腕動脈からの上腕脈波wbを表す。

【0015】また、動脈硬化検査装置10は、図2に示す圧脈波検出プローブ36を備えている。圧脈波検出プローブ36は頸動脈波検出装置として機能するものであり、図2に示すように、被測定者の頸部38に装着バンド40により装着されている。この圧脈波検出プローブ36の構成を図3に示す。図3に詳しく示すように、圧脈波検出プローブ36は、容器状を成すセンサハウジング42と、そのセンサハウジング42を収容するケース44と、センサハウジング42を頸動脈46の幅方向に移動させるためにそのセンサハウジング42に螺合され且つケース44内に設けられた図示しないモータによって回転駆動されるねじ軸48とを備えている。この圧脈波検出プローブ36は、センサハウジング42の開口端が頸部38の体表面50に対向する状態で頸部38に装着されている。

【0016】上記センサハウジング42の内部には、ダイヤフラム52を介して圧脈波センサ54が相対移動可能かつセンサハウジング42の開口端からの突出し可能

10

20

30

40

50

に設けられており、これらセンサハウジング 42 およびダイヤフラム 52 等によって圧力室 56 が形成されている。この圧力室 56 内には、図 1 に示すように、空気ポンプ 58 から調圧弁 60 を経て圧力の高い空気が供給されるようになっており、これにより、圧脈波センサ 54 は圧力室 56 内の圧力に応じた押圧力で前記体表面 50 に押圧させられる。

【0017】上記センサハウジング 42 およびダイヤフラム 52 は、圧脈波センサ 54 を頸動脈 46 に向かって押圧する押圧装置 62 を構成しており、上記ねじ軸 48 および図示しないモータは、圧脈波センサ 54 が体表面 50 に向かって押圧させられる押圧位置を、頸動脈 46 の幅方向に移動させる幅方向移動装置 64 を構成している。

【0018】上記圧脈波センサ 54 の押圧面 66 には、多数の半導体感圧素子（以下、感圧素子という）E が、頸動脈 46 の幅方向すなわちねじ軸 48 と平行な圧脈波センサ 54 の移動方向において、その頸動脈 46 の直径よりも長くなるように、且つ一定の間隔で配列されており、たとえば、図 4 に示すように、配列間隔が 0.6mm 程度とされた 15 個の感圧素子 E(a)、E(b)、…E(o) が配列されている。

【0019】このように構成された圧脈波検出プローブ 36 が、頸部 38 の体表面 50 の頸動脈 46 上に押圧されると、圧脈波センサ 54 により、頸動脈 46 から発生して体表面 50 に伝達される圧脈波（頸動脈波 wc）が検出され、その頸動脈波 wc を表す圧脈波信号 SM2 が図示しない A/D 変換器を介して電子制御装置 32 へ供給される。図 5 の実線は、圧脈波センサ 54 により逐次検出される圧脈波信号 SM2 すなわち頸動脈波 wc の一例を示している。

【0020】図 1 に戻って、動脈硬化検査装置 10 には、さらに心電計 68、心音マイク 70、入力装置 72 が備えられている。心電計 68 は、生体の体表面上においてその生体の心臓を挟むように位置する部位に貼り付けられる複数の電極 73 を備え、その電極 73 を介して心筋の活動電位を検出し、その心筋の活動電位を表す心電信信号 SE を図示しない A/D 変換器を介して電子制御装置 32 へ供給する。

【0021】心音マイク 70 は、図示しない被測定者の胸部上に図示しない粘着テープ等により固着される。心音マイク 70 は図示しない内部に圧電素子を備え、その圧電素子により被測定者の心臓から発生する心音等を電気信号すなわち心音信号 SH に変換する。心音信号増幅器 74 は、心音の高音成分をよく記録するためにエネルギーの大きい低音成分を弱める図示しない 4 種類のフィルタを備えており、心音マイク 70 から供給される心音信号 SH を増幅し且つろ波した後に、図示しない A/D 変換器を介して電子制御装置 32 へ出力する。

【0022】入力装置 72 は、被測定者の身長 T が入力

されるための図示しない複数の数字入力キーを備えており、入力された患者の身長 T を表す身長信号 ST を電子制御装置 32 へ供給する。

【0023】電子制御装置 32 は、CPU 76、ROM 77、RAM 78、および図示しない I/O ポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU 76 は、ROM 77 に予め記憶されたプログラムに従って RAM 78 の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/O ポートから駆動信号を出力して空気ポンプ 24、58 および調圧弁 18、60 を制御する。CPU 76 は、その空気ポンプ 24、58 および調圧弁 18、60 を制御することにより、カフ圧 PC および圧力室 56 内の圧力を制御する。また、CPU 76 は、電子制御装置 32 に供給されるカフ脈波信号 SM1、圧脈波信号 SM2、カフ圧信号 SC、心電信信号 SE、心音信号 SH、身長信号 ST に基づいて、血圧値 BP 等の波形関連情報および振幅増加指数 AI を決定し、それら決定した値を表示器 79 に表示する。

【0024】図 6 は、動脈硬化検査装置 10 における電子制御装置 32 の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【0025】最適押圧位置制御手段 80 は、圧脈波センサ 54 に備えられた複数の感圧素子 E のうち最大圧力を検出する素子（以下、この素子を最大圧力検出素子 EM という）の配列位置が、配列の端を基準として、それから所定数または所定距離内側までに位置するものであることを条件とする押圧位置更新条件が成立するか否かを判断する。そして、その押圧位置更新条件が成立した場合には、以下の押圧位置更新作動を実行する。すなわち、押圧位置更新作動は、圧脈波センサ 54 を体表面 50 から一旦離隔させるとともに、幅方向移動装置 64 により押圧装置 62 および圧脈波センサ 54 を所定距離移動させた後、押圧装置 62 により圧脈波センサ 54 を、後述する最適押圧力 HDPO よりも小さくなるような比較的小さい値に予め設定された第 1 押圧力 HDP1 で押圧させる。そして、その状態で再び上記押圧位置更新条件が成立するか否かを判断し、押圧位置更新条件が成立しなくなるまで、より好ましくは、前記最大圧力検出素子 EM が配列位置の略中央に位置するまで上記の作動および判断を実行する。なお、上記押圧位置更新条件における配列の端からの所定数または所定距離は、圧脈波センサ 54 により押圧される動脈（本実施例では頸動脈 46）の直径に基づいて決定され、たとえば、その直径の $1/4$ に設定される。

【0026】押圧力制御手段 82 は、圧脈波センサ 54 が最適押圧位置制御手段 80 により最適押圧位置に位置させられた後、押圧装置 62 による圧脈波センサ 54 の押圧力 HDP (Hold Down Pressure) を、所定の押圧力範囲内で拍動に対応して逐次変化させ、或いは所定の押圧力範囲内を比較的緩やかな一定速度で連続的に変化させる。そして、その押圧力 HDP の変化過程で得られる頸動

脈波wcに基づいて最適押圧力HDP0を決定し、押圧装置62による圧脈波センサ54の押圧力HDPをその最適押圧力HDP0に制御する。ここで、最適押圧力HDP0とは、たとえば、最大圧力検出素子EMIにより検出される頸動脈波wcの脈圧PP（すなわち頸動脈波wcの一拍分において最大圧力値から最小圧力値を引いた値）が予め設定された最低脈圧 PP_L 以上となる押圧力HDPであり、この最低脈圧 PP_L は、脈圧PPが小さすぎると頸動脈波wcが不明瞭になることから、頸動脈波wcが明確に検出できるような脈圧PPの最低値として実験に基づいて予め設定されている。

【0027】カフ圧制御手段84は、静圧弁別回路26から供給されるカフ圧信号SCに基づいて調圧弁18および空気ポンプ24を制御して、カフ圧PCを最高血圧値 BP_{sys} よりも高い値に設定された昇圧目標圧力値（たとえば180mm/Hg程度）まで急速に昇圧させた後、その圧迫圧力を2~3mmHg/sec程度の速度で徐速降圧させ、次述する血圧値決定手段86によって血圧値BPが決定された後にその圧迫圧力を大気圧まで排圧する。

【0028】血圧値決定手段86は、カフ圧制御手段84によるカフ圧PCの徐速降圧過程において静圧弁別回路26から逐次供給されるカフ圧信号SCおよび脈波弁別回路28から逐次供給されるカフ脈波信号SMIに基づきよく知られたオシロメトリック法を用いて最高血圧値 BP_{sys} 、平均血圧値 BP_{mean} 、および最低血圧値 BP_{dia} を決定する。ここで、最高血圧値 BP_{sys} は逐次検出される上腕脈波wbのピークに相当するので、最高血圧値 BP_{sys} が大きくなると上腕脈波wbのピークが大きくなる。また、上腕脈波wbのピークの大きさが変化すると頸動脈波wcのピークpcの大きさも変化する。従って、最高血圧値 BP_{sys} の変化に従って、頸動脈波wcのピークpcの大きさも変化する。また、ピークpcの大きさが変化する脈波の形状も変化する。従って、最高血圧値 BP_{sys} は、脈波の形状に関連する波形関連情報であり、血圧値決定手段86は波形関連情報決定手段として機能する。

【0029】心拍数決定手段88は、心電計68から逐次供給される心電信号SEが表す心電波形（心電図）の周期的に発生する所定部位（たとえばR波）間の時間間隔を計測することにより心拍周期RR(sec)を決定し、その心拍周期RRの逆数(1/RR)に60を乗じることにより1分間の心拍数HR(回/分)を決定する。心拍数HRの変化は、脈波の立ち上がり点間の間隔の変化を意味するので、心拍数HRが変化すると脈波の形状が変化する。従って、心拍数HRは波形関連情報であり、心拍数決定手段88は波形関連情報決定手段として機能する。

【0030】駆出時間決定手段90は、大動脈弁が開くことにより生体の左心室から血液が駆出されている駆出時間ET(Ejection Time)を非観血的に逐次決定する。大動脈圧、左心房および左心室の圧力、心電図、心音図を同じ時間軸を用いて概略的に表した図7に示すように、駆出時間ETは、大動脈圧波形の立ち上がり点とダイクロ

ティックノッチとの時間差から算出することができる。また、頸動脈波wcの形状は大動脈圧波形と近似することから、頸動脈波wcを大動脈圧波形の代わりに用いて、圧脈波センサ54により逐次検出される頸動脈波wcにおいて、立ち上がり点が発生してからダイクロティックノッチが発生するまでの時間を駆出時間ETに決定する。駆出時間ETは進行波成分の時間軸方向の大きさであるので、駆出時間ETが変化すると脈波の形状が変化する。従って、駆出時間ETは波形関連情報であり、駆出時間決定手段90は波形関連情報決定手段として機能する。

【0031】前駆出時間決定手段92は、心臓の収縮期の開始時点から大動脈弁が開いて血圧が実際に吐出されるまでの前駆出時間PEP(Pre Ejection Period)を非観血的に決定する。たとえば、まず、心電計68により心室筋の興奮を表す波形(Q波、R波、S波)が検出された時点から、心音マイク70により心音の11音の開始点が検出されるまでの時間T1を算出する。この時間T1は、図7にも示すように、前駆出時間PEPと駆出時間ETの合計であるので、その時間T1から、駆出時間決定手段90により決定された駆出時間ETを引くことにより前駆出時間PEPを算出する。前駆出時間PEPは、左心室の心筋の収縮開始から血液が実際に圧送開始されるまでの時間であるので、等容性収縮期間とも呼ばれ、前駆出時間PEPが長いと、血液の圧送が開始される際の圧力が高くなるので、短時間で血液が駆出されるようになるので、前駆出時間PEPが変化すると脈波の形状が変化する。従って、前駆出時間PEPは波形関連情報であり、前駆出時間決定手段92は波形関連情報決定手段として機能する。

【0032】身長決定手段94は、入力装置から供給された身長信号STに基づいて被測定者の身長Tを決定する。前述のように脈波は、進行波成分との反射波成分の重なりによって形成されるが、反射の主たる部位は総腸骨動脈の分岐部付近であると考えられている。身長Tが変化すると、脈波の検出部位と総腸骨動脈の分岐部との間の距離が変化するので、反射波が脈波の検出部位に到達する時間が変化する。そのため、身長Tが変化すると、進行波成分と反射波成分との重なりの変化して脈波の形状が変化する。従って、身長Tは波形関連情報であり、身長決定手段94は波形関連情報決定手段として機能する。

【0033】振幅増加指数算出手段96は、まず、圧脈波センサ54の押圧力HDPが上記最適押圧力HDP0に制御されている状態で圧脈波センサ54の最大圧力検出素子EMIにより逐次検出される頸動脈波wcについて、その頸動脈波wcに含まれる進行波成分(Incident wave)wiのピークpiの発生時点および反射波成分(Reflected wave)wrのピークprの発生時点を決する。そして、反射波成分wrのピーク発生時点における頸動脈波wcの大きさから進行波成分wiのピーク発生時点における頸動脈波wcの大きさを引いた圧力差 ΔP を算出し、さらに頸動脈波wcの脈圧P

Pを決定する。そして、それら圧力差 ΔP および脈圧PPを、式1に示す振幅増加指数算出式に代入することにより振幅増加指数AIを算出する。

$$(式1) \quad AI = (\Delta P / PP) \times 100 (\%)$$

【0034】ここで、頸動脈波wcの進行波成分wiのピーク発生時点の決定方法を説明する。頸動脈波wcの進行波成分wiを概念的に示すと図5の破線のようになり、進行波成分wiのピークpiは、全体の頸動脈波（観測波）wcの立ち上がり点からピークpcまでの間において、変曲点或いは極大点として現れる。（なお、図5では進行波成分wiのピークpiは観測波の変曲点として現れている。）この変曲点或いは極大点は、逐次検出される圧脈波信号SM2に、所定の次数の微分処理またはフィルタ処理など、変曲点或いは極大点検出のための一般的な処理を施すことにより決定することができる。

【0035】また、反射波成分wrのピーク発生時点は、一般的には、進行波成分wiのピークpi以降における最初の極大点の発生時点を用いる。すなわち、図5に示す頸動脈波wcのように、進行波成分wiのピークpiが頸動脈波wcのピークpcと一致しない場合には、頸動脈波wcのピークpcの発生時点と反射波成分wrのピーク発生時点とし、進行波成分wiのピークpiが大きいために、そのピークが頸動脈波wcのピークにもなる場合には、そのピークpi以降の最初の極大点を反射波成分wrのピーク発生時点とする。

【0036】振幅増加指数表示手段98は、上記振幅増加指数算出手段96により算出された振幅増加指数AIを表示器79に表示する。

【0037】波形関連情報決定手段100は、波形関連情報決定手段で決定された波形関連情報を、振幅増加指数AIが表示されている表示器79に表示する。すなわち、波形関連情報決定手段100は、血圧値決定手段86により決定された最高血圧値、心拍数決定手段88により決定された心拍数HR、駆出時間決定手段90により決定された駆出時間ET、前駆出時間決定手段92により決定された前駆出時間PEP、身長決定手段94により決定された身長Tを、振幅増加指数AIが表示されている表示器97に表示する。なお、波形関連情報決定手段100による波形関連情報の表示は、単に数値を表示するものであってもよいし、その数値をグラフ化して表示するものであってもよい。

【0038】振幅増加指数AIが表示されている表示器79に上記波形関連情報が表示されると、振幅増加指数AIと同時に波形関連情報を認識することができる。また、振幅増加指数AIは波形から算出されるものであるため、波形関連情報を考慮して振幅増加指数AIの大きさを判断すると、振幅増加指数AIに基づいて動脈硬化を精度よく判断できるようになる。なお、本発明者の実験によれば、前述の各波形関連情報と振幅増加指数AIとの間には、以下の関係があった。すなわち、最高血圧値B

P_{sys} 、駆出時間ETは振幅増加指数AIと正の相関があり、心拍数HR、前駆出時間PEP、身長Tは振幅増加指数AIと負の相関があった。従って、最高血圧値 B_{sys} 、駆出時間ETがそれらの平均的な値よりも大きい場合、または、心拍数HR、前駆出時間PEP、身長Tがそれらの平均的な値よりも小さい場合には、振幅増加指数AIを表示器79に表示されている値よりも小さめに評価して動脈硬化を検査すると、動脈硬化を精度よく検査することができ、逆に、最高血圧値 B_{sys} 、駆出時間ETがそれらの平均的な値よりも小さい場合、または、心拍数HR、前駆出時間PEP、身長Tがそれらの平均的な値よりも大きい場合には、振幅増加指数AIを表示器79に表示されている値よりも大きめに評価して動脈硬化を検査すると、動脈硬化を精度よく検査することができる。

【0039】図8および図9は、図6の機能ブロック線図に示したCPU76の制御作動をさらに具体的に説明するためのフローチャートである。

【0040】図7において、まずステップS1（以下、ステップを省略する。）では、入力装置72が操作されて被測定者の身長Tが入力されたか否か、すなわち、入力装置72から身長信号STが供給されたか否かを判断する。このS1の判断が否定されるうちは、S1の判断を繰り返し実行する。一方、S1の判断が肯定された場合には、身長決定手段94に相当するS2において、入力装置72から供給された身長信号STに基づいて被測定者の身長Tを決定する。

【0041】続いて、最適押圧位置制御手段80に相当するS3からS5を実行する。まずS3では、押圧装置62を制御することにより圧力室56内の圧力を制御して、圧脈波センサ54の押圧力HDPを予め設定された第1押圧力HDP1とする。上記第1押圧力HDP1は、各感圧素子Eにより検出される頸動脈波wcのS/N比が、それら複数の頸動脈波wcのピークpcの大きさを比較的高い精度で決定できる程度に大きくなるような押圧力HDPとして、予め実験に基づいて決定されている。

【0042】続くS4では、圧脈波センサ54の押圧面66に配列された感圧素子Eのうち最大圧力検出素子EMの配列位置が、配列の端から所定数または所定距離内側までに位置するものであるかを条件とする押圧位置更新条件（APS起動条件）が成立したか否かを判断する。この判断が否定された場合には、後述するS6以降を実行する。

【0043】一方、S4の判断が肯定された場合、すなわち、圧脈波センサ54の頸動脈46に対する装着位置が不適切である場合には、続くS5において、APS制御ルーチンを実行する。このAPS制御ルーチンは、最大圧力検出素子EMが感圧素子Eの配列の略中央位置となる最適押圧位置を決定するための制御であり、以下の連続的な作動により構成される。すなわち、APS制御ルーチンは、圧脈波センサ54を一旦体表面50から隔離させ、

10

20

30

40

50

幅方向移動装置 6 4 により押圧装置 6 2 および圧脈波センサ 5 4 を所定距離移動させた後、押圧装置 6 2 により圧脈波センサ 5 4 を再び前記第 1 押圧力 HDP1 で押圧させ、その状態における最大圧力検出素子 EM が配列略中央位置にある感圧素子 E であるか否かを判断し、この判断が肯定されるまで上記作動が繰り返し実行する制御である。

【0044】上記 S 5 において、圧脈波センサ 5 4 の押圧位置を最適押圧位置とした場合、または、前記 S 4 の判断が肯定された場合には、S 6 において、その状態における最大圧力検出素子 EM を決定し、続いて押圧力制御手段 8 2 に相当する S 7 において、HDP 制御ルーチンを実行する。この HDP 制御ルーチンでは、押圧装置 6 2 により圧脈波センサ 5 4 の押圧力 HDP を前記第 1 押圧力 HDP1 から連続的に増加させ、その押圧力増加過程で、前記 S 6 で決定した最大圧力検出素子 EM によって検出される頸動脈波 w_c の脈圧 PP が予め設定された最低脈圧 PP_L 以上となったか否かに基づいて最適押圧力 HDP0 を決定し、圧脈波センサ 5 4 の押圧力 HDP をその決定した最適押圧力 HDP0 に維持する。

【0045】続く S 8 では、心電波形の R 波が検出されてから次の R 波が検出されるまでの間、圧脈波センサ 5 4 の最大圧力検出素子 EM から供給される圧脈波信号 SM2、心電計 6 8 から供給される心電信号 SE、心音マイク 7 0 から供給される心音信号 SH を読み込むことにより、圧脈波信号 SM2、心電信号 SE、心音信号 SH をそれぞれ一拍分読む。それらの信号の読み込みが終了したら、続く S 9 において、空気ポンプ 5 8 を停止させ調圧弁 6 0 を制御することにより、圧脈波センサ 5 4 の押圧力 HDP を大気圧まで排圧する。

【0046】続いて振幅増加指数算出手段 9 6 に相当する S 10 乃至 S 13 を実行する。まず S 10 では、S 8 で読み込んだ一拍分の頸動脈波 w_c のうち、立ち上がり点からピーク p_c までの間の信号を 4 次微分処理することにより、立ち上がり点からピーク p_c までの間に存在する変曲点または極大点を検出し、その変曲点または極大点の大きさを進行波成分 w_i のピーク p_i の大きさに決定する。

【0047】続く S 11 では、S 8 で読み込んだ頸動脈波 w_c について、反射波成分 w_r のピーク発生時点における頸動脈波 w_c の大きさを決定する。すなわち、S 10 で決定した進行波成分 w_i のピーク p_i が頸動脈波 w_c の全体の最大値とならない場合には、頸動脈波 w_c の最大値を反射波成分 w_r のピーク発生時における頸動脈波 w_c の大きさに決定し、S 10 で決定した進行波成分 w_i のピーク p_i が頸動脈波 w_c の全体の最大値となる場合には、進行波成分 w_i のピーク p_i 以降における最初の極大値の大きさを反射波成分 w_r のピーク発生時における頸動脈波 w_c の大きさに決定する。

【0048】続く S 12 では、S 8 で読み込んだ頸動脈波 w_c の脈圧 PP を決定する。そして、S 13 では、S 11

で決定した反射波成分 w_r のピーク発生時における頸動脈波 w_c の大きさから、S 10 で決定した進行波成分 w_i のピーク発生時における頸動脈波 w_c の大きさを引くことにより圧力差 ΔP を算出し、その圧力差 ΔP と、S 12 で決定した脈圧 PP とを式 1 に示す振幅増加指数算出式に代入することにより振幅増加指数 AI (%) を算出する。

【0049】続いて、図 9 に示す S 14 以降を説明する。心拍数決定手段 8 8 に相当する S 14 では、S 8 で読み込んだ心電信号 SE の R 波-R 波の時間間隔すなわち心拍周期 RR を算出し、その心拍周期 RR の逆数 ($1/RR$) に 60 を乗じて心拍数 HR (回/分) を算出する。

【0050】続く S 15 は駆出時間決定手段 9 0 に相当し、S 8 で読み込んだ一拍分の頸動脈波 w_c の立ち上がり点およびダイクロティックノッチを決定し、その立ち上がり点の発生時間とダイクロティックノッチの発生時間との時間差を駆出時間 ET として算出する。

【0051】続く S 16 は前駆出時間決定手段 9 2 に相当し、S 8 で読み込んだ心音波形 (心音図) の 11 音の開始点を決定し、心電波形の R 波が発生してから心音の 11 音の開始点が発生するまでの時間 T1 を算出し、さらに、その時間 T1 から、S 15 で算出した駆出時間 ET を引くことにより前駆出時間 PEP を算出する。

【0052】続いて血圧値 BP を測定するための S 17 乃至 S 22 を実行する。まず、S 17 では、空気ポンプ 2 4 を起動させ、且つ、調圧弁 1 8 を制御することにより、カフ圧 PC の急速昇圧を開始する。そして、S 18 では、カフ圧 PC が 180 mmHg に設定された昇圧目標圧力値 PC_M を超えたか否かを判断する。この S 18 の判断が否定されるうちは、S 18 の判断を繰り返し実行し、カフ圧 PC の急速昇圧を継続する。一方、S 18 の判断が肯定された場合には、S 19 において、空気ポンプ 2 4 を停止させ、且つ、調圧弁 1 8 を制御することにより、カフ圧 PC の 3 mmHg/sec 程度での徐速降圧を開始する。

【0053】続いて血圧値決定手段 8 6 に相当する S 20 乃至 S 21 を実行する。S 20 では、カフ圧 PC の徐速降圧過程で逐次得られるカフ脈波信号 SM1 が表す上腕脈波の振幅の変化に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血圧測定アルゴリズムに従って最高血圧値 BP_{SYS} 、平均血圧値 BP_{MEAN} 、および最低血圧値 BP_{DIA} を決定する。続く S 21 では、上記 S 20 において血圧値 BP の決定が完了したか否かを判断する。上記 S 20 では、最低血圧値 BP_{DIA} が最後に決定されることから、S 21 では、最低血圧値 BP_{DIA} が決定されたか否かを判断する。この S 21 の判断が否定されるうちは、S 12 を繰り返し実行し、血圧測定アルゴリズムを継続する。

【0054】血圧値 BP の決定が完了して S 21 の判断が肯定されると、続く S 22 において、調圧弁 1 8 を制御することによりカフ圧 PC を大気圧まで排圧する。本フローチャートでは S 17 乃至 S 19 および S 22 がカフ圧制御手段 8 4 に相当する。

【0055】続くS23は振幅増加指数表示手段98に相当し、S13で算出した振幅増加指数AIを表示器79の所定の表示位置に表示する。続くS24は、波形関連情報表示手段100に相当し、S2で決定した身長T、S14で算出した心拍数HR、S15で算出した駆出時間ET、S20で決定した最高血圧値BP_{sys}をグラフ表示する。図10は、S23およびS24により表示されるレーダーチャート（五角形グラフ）であり、振幅増加指数AIはレーダーチャートの中央に表示されている。

【0056】上述のフローチャートに基づく実施例によれば、S2、S14、S15、S16、S20（波形関連情報決定手段）において、頸動脈波wcの形状の変化に関連する身長T、心拍数HR、駆出時間ET、前駆出時間PEP、最高血圧値BP_{sys}が決定され、S24（波形関連情報表示手段100）において、振幅増加指数AIが表示されている表示器79にそれら身長T、心拍数HR、駆出時間ET、前駆出時間PEP、最高血圧値BP_{sys}が表示されるので、振幅増加指数AIから動脈硬化を検査する際に、身長T、心拍数HR、駆出時間ET、前駆出時間PEP、最高血圧値BP_{sys}を考慮して振幅増加指数AIの大きさを判断することができるので、振幅増加指数AIに基づく動脈硬化の診断精度が向上する。

【0057】また、上述のフローチャートに基づく実施例によれば、S24（波形関連情報表示手段100）において、振幅増加指数AIが表示されている表示器79に、身長T、心拍数HR、駆出時間ET、前駆出時間PEP、最高血圧値BP_{sys}が1つのレーダーチャートに表示されるので、それら身長T、心拍数HR、駆出時間ET、前駆出時間PEP、最高血圧値BP_{sys}が一度に容易に認識できる利点がある。

【0058】次に、本発明の他の実施形態を説明する。なお、以下の説明において、前述の実施形態と同一の構成を有する部分には同一の符号を付して説明を省略する。

【0059】図11は、前述の動脈硬化検査装置10とは別の動脈硬化検査装置における電子制御装置32の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。本実施形態が前述の実施形態と異なるのは、この電子制御装置32の制御機能のみである。また、本実施形態の電子制御装置32の制御機能において前述の実施形態の電子制御装置32の制御機能と異なるのは、前述の振幅増加指数表示手段98および波形関連情報表示手段100が設けられておらず、代わりに、補正振幅増加指数決定手段102が設けられている点のみであるので、その補正振幅増加指数決定手段102について説明する。

【0060】補正振幅増加指数決定手段102は、振幅増加指数算出手段96により算出された振幅増加指数AIを、波形関連情報決定手段、すなわち血圧値決定手段86、心拍数決定手段88、駆出時間決定手段90、前駆出時間決定手段92、身長決定手段94によりそれぞれ

実際に決定された最高血圧値BP_{sys}、心拍数HR、駆出時間ET、前駆出時間PEP、身長Tが予め定められた標準値であるとした場合に算出される振幅増加指数AIに補正した補正振幅増加指数AI'を決定する。補正振幅増加指数決定手段102による補正振幅増加指数AI'の具体的な決定方法を、図12のフローチャートに従って説明する。

【0061】図12は、前述の図9のS23乃至S24に代えて実行するものであり、S22までは図8乃至図9と同じ処理を実行する。SS23では、S2で決定した身長T、S14で算出した心拍数HR、S15で算出した駆出時間ET、S16で算出した前駆出時間PEP、S20で決定した最高血圧値BP_{sys}について、それぞれ予め実験に基づいて決定した標準値との差を算出する。すなわち、S2で決定した身長Tから身長Tについて予め決定してある標準値を引くことにより身長差ΔTを算出し、同様にして、心拍数差ΔHR、駆出時間差ΔET、前駆出時間差ΔPEP、最高血圧値差ΔBPL_{sys}を算出する。そして、続くSS24では、SS23で算出した身長差ΔT、心拍数差ΔHR、駆出時間差ΔET、前駆出時間差ΔPEP、最高血圧値差ΔBPL_{sys}およびS13で算出した振幅増加指数AIを、式2に示す補正振幅増加指数決定式に代入することにより補正振幅増加指数AI'を決定する。

（式2） $AI' = AI + a\Delta T + b\Delta HR + c\Delta ET + d\Delta PEP + e\Delta BPL_{sys}$
ここで、a, b, c, d, eは予め実験に基づいて決定された定数である。

【0062】式2に示す補正振幅増加指数決定式では、実際に決定された身長T等の波形関連情報とその波形関連情報について予め定められた標準値との差が大きいほど振幅増加指数AIが大きく補正されるようになっているので、式2から算出される補正振幅増加指数AI'は、波形関連情報が予め定められた標準値であるとした場合に算出される値に補正された振幅増加指数AIに相当する。

【0063】上述のフローチャートに基づく実施例によれば、S23乃至S24（補正振幅増加指数決定手段102）では、波形関連情報が予め定められた標準値であるとした場合に算出される振幅増加指数AIとなるように、振幅増加指数AIが補正されて補正振幅増加指数AI'が決定されるので、補正振幅増加指数AI'は波形関連情報の変動の影響が除かれた値となる。従って、その補正振幅増加指数AI'から動脈硬化を検査すれば、動脈硬化の検査精度が向上する。

【0064】以上、本発明の実施形態を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0065】たとえば、前述の動脈硬化検査装置10は、脈波検出装置として頸動脈波wcを検出する圧脈波検出プローブ36を備えていたが、上腕部、手首、大腿部、足首等の頸部38以外の部位で脈波を検出する形式の脈波検出装置が用いられてもよい。

【0066】また、前述の動脈硬化検査装置10は、5

種類の波形関連情報、すなわち、身長T、心拍数HR、駆出時間ET、前駆出時間PEP、最高血圧値BP_{sys}を決定していたが、波形関連情報の数は前述の実施形態の例に限られない。たとえば、1種類の波形関連情報のみを決定するようになっていてもよい。

【0067】また、振幅増加指数の算出式(式1)は、分母が脈圧PPであることが一般的であるが、分母が進行波成分wiのピーク発生時点における頸動脈波wcの振幅であっても、算出される値は動脈硬化を反映するので、式1において脈圧PPに代えて進行波成分wiのピーク発生時点における頸動脈波wcの振幅を用いてもよい。

【0068】また、式2に示した補正振幅増加指数決定式に代えて、式3を用いて補正振幅増加指数AI'を決定してもよい。

(式3) $AI' = (1 + a_1 \Delta T + b_1 \Delta HR + c_1 \Delta ET + d_1 \Delta PEP + e_1 \Delta BP_{sys}) \times AI$

なお、 a_1, b_1, c_1, d_1, e_1 は予め実験に基づいて決定された定数である。

【0069】なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲において、その他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の動脈硬化検査装置の回路構成を示すブロック図である。

【図2】図1の動脈硬化検査装置に備えられた圧脈波検出プローブが、頸部に装着された状態を示す図である。

【図3】図2の圧脈波検出プローブを一部切り欠いて説明する拡大図である。

【図4】図1の圧脈波センサの押圧面に配列された感圧素子の配列状態を説明する図である。

【図5】図1の圧脈波センサの感圧素子から出力される圧脈波信号SM2が表す頸動脈波wcを例示する図である。

【図6】図1の動脈硬化検査装置における電子制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図7】大動脈圧、左心房および左心室の圧力、心電図、心音図を同じ時間軸を用いて概略的に表した図である。

【図8】図6の機能ブロック線図に示したCPUの制御動作をさらに具体的に説明するためのフローチャートである。

【図9】図6の機能ブロック線図に示したCPUの制御動作をさらに具体的に説明するためのフローチャートである。

【図10】図9のS23乃至S24で表示されるレーダーチャートである。

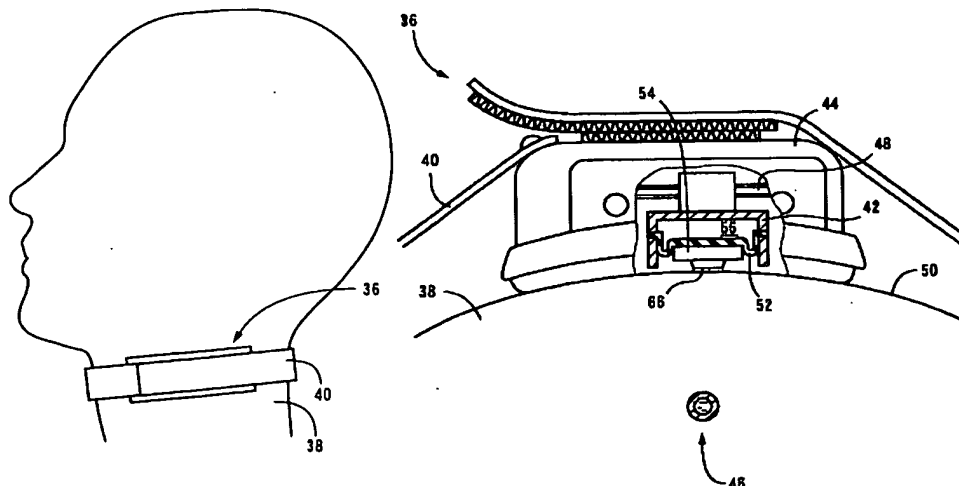
【図11】図1とは別の動脈硬化検査装置における電子制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図12】図10の機能ブロック線図に示したCPUの制御動作をさらに具体的に説明するためのフローチャートである。

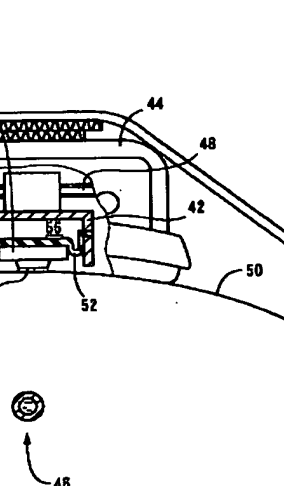
【符号の説明】

- 10：動脈硬化検査装置
- 36：圧脈波検出プローブ（脈波検出装置）
- 79：表示器
- 86：血圧値決定手段（波形関連情報決定手段）
- 88：心拍数決定手段（波形関連情報決定手段）
- 90：駆出時間決定手段（波形関連情報決定手段）
- 92：前駆出時間決定手段（波形関連情報決定手段）
- 94：身長決定手段（波形関連情報決定手段）
- 96：振幅増加指数算出手段
- 98：振幅増加指数表示手段
- 100：波形関連情報表示手段
- 102：補正振幅増加指数決定手段

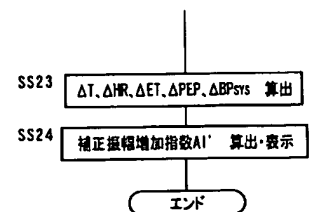
【図2】



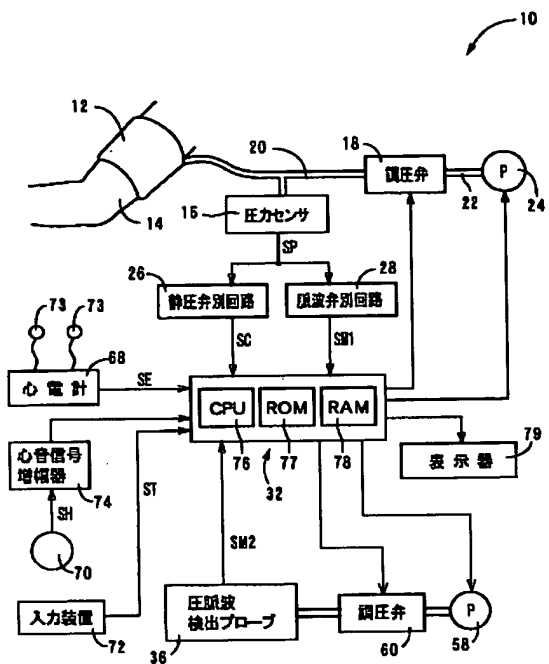
【図3】



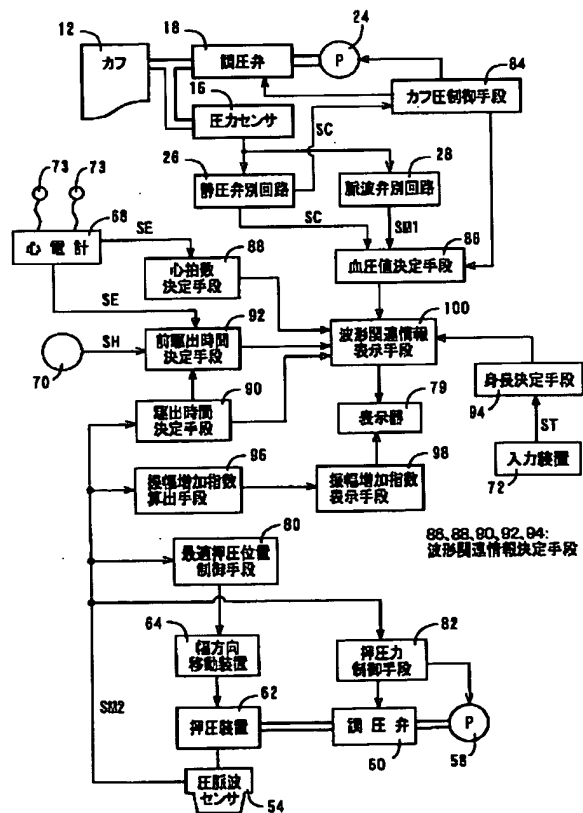
【図12】



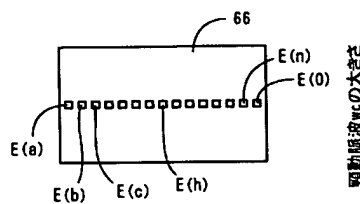
【图 1】



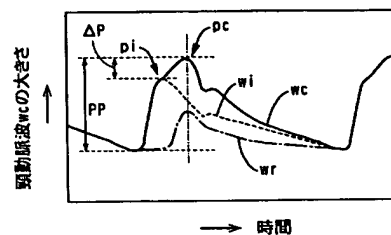
【图 6】



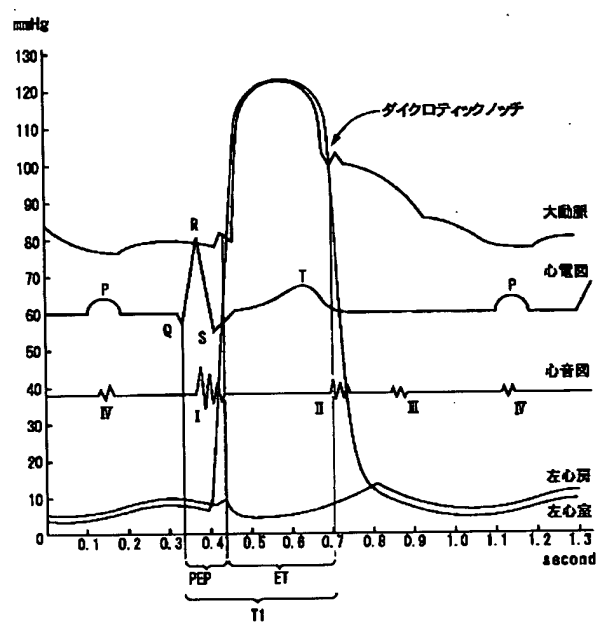
【图 4】



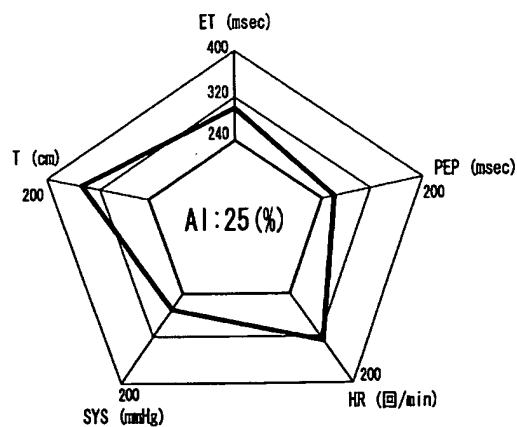
【図 5】



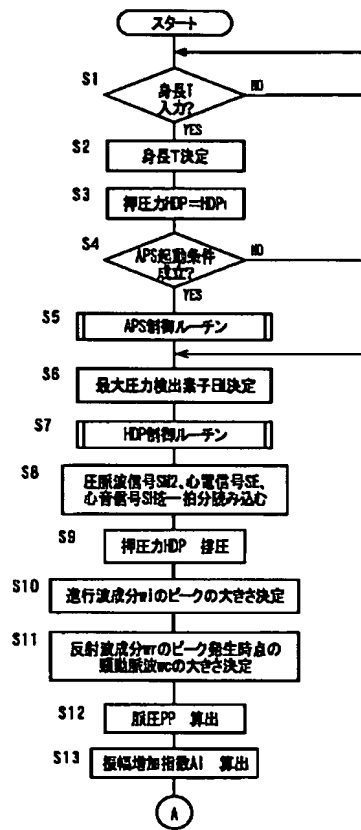
【图 7】



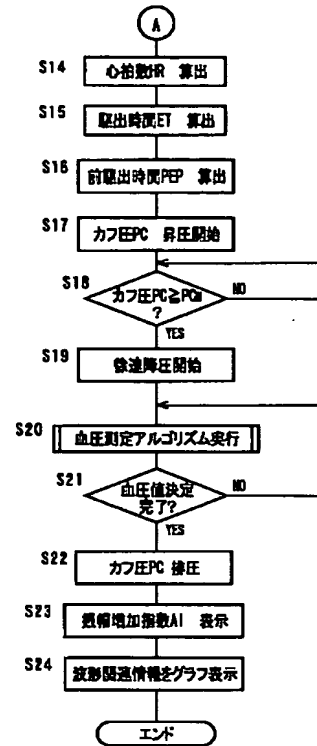
【图 10】



【図8】



【図9】



[illegible]

(72)発明者 反保 明
愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株
式会社内

(72)発明者 本田 孝
愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株
式会社内

F ターム(参考) 4C017 AA09 AB01 AB10 AC03 BC11
CC02